

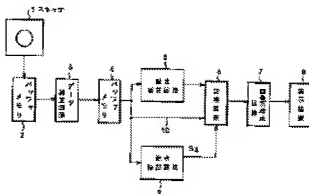
## X-RAY CT DEVICE

**Publication number:** JP6114052  
**Publication date:** 1994-04-26  
**Inventor:** ISHII SO  
**Applicant:** HITACHI MEDICAL CORP  
**Classification:**  
 - international: **A61B6/03; A61B6/03;** (IPC1-7): A61B6/03  
 - European:  
**Application number:** JP19920291927 19921007  
**Priority number(s):** JP19920291927 19921007

Report a data error here

### Abstract of JP6114052

**PURPOSE:** To automatically change over the reduction processing of the false image (artifact) due to the movement of an examinee on the basis of the presence of the movement of the examinee to execute the same in an X-ray CT device. **CONSTITUTION:** The data from 6 data correction circuit 3 inputting the measured data from a scanner 1 to perform correction for a CT is inputted and the absolute value of the difference between the same channels is calculated between the data of the first one view and data of the final one view measured by the scanner 1 and the sum value of the absolute values of all of channels is calculated. A movement detection circuit 9 comparing the calculated value with a preset threshold value to detect the presence of the movement of the area to be diagnosed of an examinee is provided and a changeover circuit 6 is changed over to a movement correction circuit 5 and the data correction circuit 3 by the movement detection signal S3 from the circuit 9. By this constitution, the reduction processing of the artifact due to the movement of the examinee is automatically changed over to be executed.



Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

特開平6-114052

(43) 公開日 平成6年(1994)4月26日

(51) Int.Cl.<sup>5</sup>

A 61 B 6/03

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

3 5 0 L 9163-4C

審査請求 未請求 請求項の数1(全 7 頁)

(21) 出願番号 特願平4-291927

(22) 出願日 平成4年(1992)10月7日

(71) 出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田一丁目1番14号

(72) 発明者 石井 創

東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株

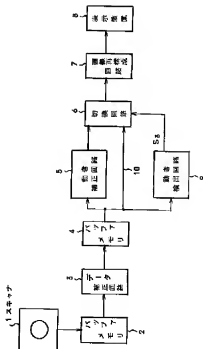
式会社日立メディコ内

(54) 【発明の名称】 X線CT装置

(57) 【要約】

【目的】 X線CT装置において、被検体の動きによる擬像（アーチファクト）の低減処理を該被検体の動きの有無により自動的に切り換えて実行する。

【構成】 スキャナ1からの計測データを入力してCT用の補正を行うデータ補正回路3からのデータを入力し、上記スキャナ1で計測した最初の1ビュー分のデータと最後の1ビュー分のデータとの間で同一チャンネル間の差分の絶対値を求めると共にその絶対値を全チャンネル分合計した値を求め、この値と予め設定されたしきい値との大小を比較して被検体の診断部位の動きの有無を検出する動き検出回路9を設け、この回路からの動き検出信号S<sub>1</sub>により切換回路6を動き補正回路5側とデータ補正回路3に直接側とで切り換えるようにする。これにより、被検体の動きによるアーチファクトの低減処理を該被検体の動きの有無により自動的に切り換えて実行できる。



1

## 【特許請求の範囲】

【請求項1】開口部に挿入された被検体の周りにX線管及びX線検出器を回転して上記被検体の診断部位について投影データを計測するスキャナと、このスキャナからの計測データを入力してC T用の補正を行うデータ補正回路と、このデータ補正回路からの出力データを入力して補間処理し被検体の動きによる擬像を低減する動き補正回路と、この動き補正回路からの動き補正データと上記データ補正回路から直接の出力データとを切り換える切替回路と、この切替回路からのデータを入力して上記診断部位の断層像を再構成する画像再構成回路と、この画像再構成回路からの画像データを入力して画像として表示する表示装置とを備えたX線C T装置において、上記データ補正回路からの出力データを入力し、スキャナで計測した最初の1ビュー分のデータと最後の1ビュー分のデータとの間で同一チャンネル間の差分の絶対値を求めると共にその絶対値を全チャンネル分合計した値を求め、この値と予め設定されたしきい値との大小を比較して前記診断部位の動きの有無を検出する動き検出回路を設け、この回路からの動き検出信号により前記切替回路を動き補正回路側とデータ補正回路に直接側とで切り換えるようにしたことを特徴とするX線C T装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、X線を利用して被検体を体軸に直角に輪切りにした断層像を得るX線C T装置に関し、特に被検体の動きによる擬像（アーチファクト）の低減処理を該被検体の動きの有無により自動的に切り換えて実行することができるX線C T装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】従来のこの種のX線C T装置は、開口部に挿入された被検体の周りにX線管及びX線検出器を回転して上記被検体の診断部位について投影データを計測するスキャナと、このスキャナからの計測データを入力してC T用の補正を行うデータ補正回路と、このデータ補正回路からの出力データを入力して補間処理し被検体の動きによる擬像を低減する動き補正回路と、この動き補正回路からの動き補正データと上記データ補正回路から直接の出力データとを切り換える切替回路と、この切替回路からのデータを入力して上記診断部位の断層像を再構成する画像再構成回路と、この画像再構成回路からの画像データを入力して画像として表示する表示装置とを備えて成っていた。

【0003】そして、上記のようなX線C T装置により被検体の体軸周りにX線管及びX線検出器を回転して投影データを計測した場合、上記被検体内のある点のデータの軌跡を示すと、図3に示すようなサイングラムと呼ばれるカーブが得られる。このサイングラムは、縦軸にX線検出器の回転角度（ビュー方向）をとり、横軸にX

2

線検出器のチャンネル数（チャンネル方向）をとって、投影データの並び方を示したものである。通常は被検体は動かないので、図3に示すように、スキャン開始点A（例えば回転角度0°）のときのデータの計測点）とスキャン終了点B（例えば回転角度360°）のときのデータの計測点）とでは、X線検出器の検出チャンネルは一致する。

【0004】ところが、被検体内の腹部などを計測した場合は、たとえ一時的に呼吸を止めたとしても、内臓等に腸などはゆっくりではあるが動くことがある。このように、投影データの計測中に対象部位の動きのある場合のサイングラムは、図4に示すようになる。すなわち、スキャン開始点Aとスキャン終了点B'とでは、X線検出器の検出チャンネルにずれが生ずることとなる。そして、この場合の計測データをそのまま使用して画像の再構成を行うと、X線検出器での収集データの不適切性によって再構成画像に直線状のアーチファクトが生ずるものであった。

【0005】これに対して、従来は、前記動き補正回路により、スキャナで計測したデータに対してある角度の範囲で補間処理をして被検体の動きによるアーチファクトを低減するようにしていた。すなわち、図5に示すように、スキャン開始点Aとスキャン終了点B'との間のずれを埋めるべく、例えばそのずれ量の半分だけ点Aは点A'へシフトすると共に、点B'は反対側に点B''へシフトすることにより、補正後の点A'と点B''とが一致するようにしていた。なお、上記点A'と点B''との間のデータについても全チャンネルについて補間処理を行い、破線で示すようなデータの並びとしていた。このような計測データの補間処理により、被検体の動きによるアーチファクトは低減することができるが、この補間処理を行った場合は画像の再構成時間が通常よりも長くなるものであった。

## 【0006】

【発明が解決しようとする課題】しかし、このような従来のX線C T装置においては、上記動き補正回路によりアーチファクト低減のための補間処理を行うか否かは、装置の操作者が被検体の動きの有無を判断しながら、手動により前記切替回路を動き補正回路側に切り換えるようになっていた。ところが、実際には、被検体の診断部位について投影データを計測する場合、その被検体が動くかどうか、或いは被検体内の臓器などが動くかどうかはほとんどわからないので、腹部などの動く可能性のある部位を計測するとき、上記切替回路を常に動き補正回路側に切り換えておき、アーチファクト低減のための補間処理を常に行う状態としていた。この場合は、実際には被検体が動かなかったときにも補間処理が入るため、画像の再構成時間が不必要に長くなるがあった。また、本来必要としない補間処理が入るために、却って再構成画がよまなかったり、ボケることがあった。従っ

3

て、画像診断の効率が低下するものであった。

【0007】そこで、本発明は、このような問題点に対処し、被検体の動きによるアーチファクトの低減処理を該被検体の動きの有無により自動的に切り換えて実行することができるX線CT装置を提供することを目的とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために、本発明によるX線CT装置は、開口部に挿入された被検体の周りにX線管及びX線検出器を回転して上記被検体の診断部位について投影データを計測するスキャナと、このスキャナからの計測データを入力してCT用の補正を行うデータ補正回路と、このデータ補正回路からの出力データを入力して補間処理し被検体の動きによる振像を低減する動き補正回路と、この動き補正回路からの動き補正データと上記データ補正回路から直接の出力データとを切り換える切換回路と、この切換回路からのデータを入力して上記診断部位の断層像を再構成する画像再構成回路と、この画像再構成回路からの画像データを入力して画像として表示する表示装置とを備えたX線CT装置において、上記データ補正回路からの出力データを入力し、スキャナで計測した最初の1ビュー分のデータと最後の1ビュー分のデータとの間で同一チャンネル間の差分の絶対値を求めると共にその絶対値を全チャンネル分合計した値を求め、この値と予め設定されたしきい値とを比較して前記診断部位の動きの有無を検出する動き検出回路を設け、この回路からの動き検出信号により前記切換回路を動き補正回路側とデータ補正回路に直接側とで切り換えるようにしたものである。

【0009】

【作用】このように構成されたX線CT装置は、データ補正回路の出力側に設けられた動き検出回路により、上記データ補正回路からの出力データを入力し、スキャナで計測した最初の1ビュー分のデータと最後の1ビュー分のデータとの間で同一チャンネル間の差分の絶対値を求めると共にその絶対値を全チャンネル分合計した値を求め、この値と予め設定されたしきい値とを比較して診断部位の動きの有無を検出し、この動き検出回路からの動き検出信号によって切換回路を動き補正回路側とデータ補正回路に直接側とで切り換えるように動作する。これにより、被検体の動きによるアーチファクトの低減処理を該被検体の動きの有無により自動的に切り換えて実行することができる。

【0010】

【実施例】以下、本発明の実施例を添付図面に基づいて詳細に説明する。図1は本発明によるX線CT装置の実施例を示すブロック図である。このX線CT装置は、X線管を利用して被検体を体軸に直角に輪切りにした断層像を得るもので、図1に示すように、スキャナ1と、第一のバッファメモリ2と、データ補正回路3と、第二のバ

4

ッファメモリ4と、動き補正回路5と、切換回路6と、画像再構成回路7と、表示装置8とを備え、さらに動き検出回路9を設けて成る。

【0011】上記スキャナ1は、開口部に挿入された被検体の周りにX線管及びX線検出器を回転して上記被検体の診断部位については投影データを計測するもので、図示省略したが、その内部には上記開口部を中心にしてX線管とX線検出器とが対向配置されると共に回転可能とされている。第一のバッファメモリ2は、上記スキャナ1のX線検出器から出力される計測データを一時的に記憶しておくものである。また、データ補正回路3は、上記第一のバッファメモリ2から読み出した計測データを入力してCT用の各種補正を施すものである。そして、第二のバッファメモリ4は、上記データ補正回路3で所要の補正を施された計測データを一時的に記憶しておくものである。

【0012】動き補正回路5は、上記第二のバッファメモリ4から出力された計測データを入力し、前述の図5に示すような補間処理をして被検体の動きによるアーチファクトを低減させるものである。なお、この動き補正回路5と並列に、上記第二のバッファメモリ4から出力された計測データをそのまま後へ送る伝送ケーブル10が設けられている。切換回路6は、上記動き補正回路5から出力される動き補正データと、上記第二のバッファメモリ4を介してデータ補正回路3から直接送られる計測データとを入力し、状況に応じて両者のデータを切り換えるもので、適宜のスイッチ機構から成る。

【0013】画像再構成回路7は、上記切換回路6から出力されるデータを入力して被検体の診断部位の断層像を再構成するもので、CPU（中央処理装置）などを内蔵している。さらに、表示装置8は、上記画像再構成回路7から出力される画像データを入力し、アナログのビデオ信号に変換して画像として表示するもので、図示省略したが、D/A変換器とテレビモニタとから成る。

【0014】ここで、本発明においては、上記第二のバッファメモリ4の出力側に、動き補正回路5及び伝送ケーブル10と並列に動き検出回路9が設けられている。この動き検出回路9は、上記データ補正回路3からの出力データを第二のバッファメモリ4を介して入力し、スキャナ1で計測した最初の1ビュー分のデータと最後の1ビュー分のデータとの間で同一チャンネル間の差分の絶対値を求めると共にその絶対値を全チャンネル分合計した値を求め、この値と予め設定されたしきい値とを比較して前記診断部位の動きの有無を検出するもので、その内部構成は、図2に示すように、第一のレジスタ11と、第二のレジスタ12と、演算器13と、第三のレジスタ14と、第四のレジスタ15と、比較回路16とから成る。

【0015】上記第一のレジスタ11は、前記第二のバッファメモリ4から出力された、スキャナ1で計測した

5

最初の1ビュー分のデータ(図3に示す例えば回転角度0°)のときの各チャンネルのデータを一時的に保持するものである。また、第二のレジスタ12は、上記第二のバッファメモリ4から出力された、スキヤナ1で計測した最後の1ビュー分のデータ(図3に示す例えば回転角度360°)のときの各チャンネルのデータを一時的に保持するものである。そして、演算器13は、上記第一及び第二のレジスタ11、12からそれぞれ読み出された最初の1ビュー分のデータD、と最後の1ビュー分のデータD、とを入力し、両データ間でX線検出器の対応する同一チャンネル毎にデータ値の差分演算を行い、その絶対値を求めるものである。

【0016】さらに、第三のレジスタ14は、上記演算器13から出力される演算結果を入力して前記スキヤナ1のX線検出器の全チャンネル分について足し込んだ合計値S:を求めるもので、加算型のレジスタから成る。また、第四のレジスタ15は、被検体の動きの有無を判断するために予め設定されたしきい値S:を保持しておくものである。そして、比較回路16は、上記第三のレジスタ14から出力される全チャンネル分について足し込んだ合計値S:と、第四のレジスタ15から出力されるしきい値S:とを入力し、両者の大小を比較して被検体の動きの有無を判断し、動き検出信号S:を出力するものである。なお、この動き検出信号S:は、前記切換回路6へ入力するようになっており、この動き検出信号S:により上記切換回路6を動き補正回路5側と伝送ケーブル10側とで切り換えるように動作する。

【0017】次に、このように構成されたX線CT装置\*

$$|D_{k1} - D_{k2}| \quad (k=1, 2, 3, \dots, n) \quad \dots(1)$$

を求める。次に、この演算器13で演算された結果は、順次その次の第三のレジスタ14へ入力し、上記の差分※

$$S_2 = \sum_{k=1}^n |D_{k1} - D_{k2}| \quad \dots(2)$$

を求める。すなわち、この式(2)でX線検出器のチャンネル毎のデータのばらつきの総和を求めることとなる。

【0022】このとき、被検体に動きが全くなかった★

$$S_2 = \sum_{k=1}^n |D_{k1} - D_{k2}| \approx 0 \quad \dots(3)$$

となる。すなわち、データのばらつきの総和はほとんど零となる。これに対して、計測中に被検体に動きがあったとすると、図4に示すように、スキヤナ開始時のデー☆

$$S_2 = \sum_{k=1}^n |D_{k1} - D_{k2}| \gg 0 \quad \dots(4)$$

となる。すなわち、データのばらつきの総和はある程度大きさとなる。

【0023】このような状態で、上記式(3)及び式

6

\*における被検体の動きによるアーチファクトの低減処理の動作について説明する。いま、図1に示すスキヤナ1を用いて開口部に挿入された被検体の診断部位について計測するとし、スキヤナ開始時の最初の1ビュー分のデータを

【0018】 $D_{s1}, D_{s2}, D_{s3}, \dots, D_{sn}$  (nは検出器チャンネルを示す)

とし、スキヤナ終了時の最後の1ビュー分のデータを

【0019】 $D_{e1}, D_{e2}, D_{e3}, \dots, D_{en}$  (nは検出器チャンネルを示す)

とする。この場合、上記最初の1ビュー分のデータ $D_{s1} \sim D_{sn}$ は、図1において、第一の及びバッファメモリ2及びデータ補正回路3並びに第二のバッファメモリ4を介して、動き補正回路5及び動き検出回路9へ入力する。そして、図2の動き検出回路9内において、第一のレジスタ11内に保持される。また、最後の1ビュー分のデータ $D_{e1} \sim D_{en}$ は、同じく第一のバッファメモリ2及びデータ補正回路3並びに第二のバッファメモリ4を介して、動き補正回路5及び動き検出回路9へ入力する。そして、動き検出回路9内において、第二のレジスタ12内に保持される。

【0020】次に、図2において、演算器13により、上記第一及び第二のレジスタ11、12からそれぞれ読み出された最初の1ビュー分のデータ $D_{s1} \sim D_{sn}$ と、最後の1ビュー分のデータ $D_{e1} \sim D_{en}$ との間で、対応する同一チャンネル毎に差分演算を行ってその絶対値

【0021】

※絶対値を全チャンネル分について足し込んだ合計値S:

★すると、図3に示すように、スキヤナ開始時(回転角度0°)のデータと、スキヤナ終了時(回転角度360°)のデータとは、幾何学的な位置関係は全チャンネルにおいて全く同じことから同一値となり、

☆たと、スキヤナ終了時のデータとで、幾何学的な位置関係がずれることから値に差が生じて、

(4)で求めた合計値S:は、図2において次の比較回路16へ入力する。このとき、第四のレジスタ15からは、予め設定されたしきい値S:のデータが読み出され

て入力する。そして、上記比較回路16では、それぞれ入力した合計値S<sub>1</sub>としきい値S<sub>2</sub>との大小を比較し、  
 $S_1 > S_2$

のときは被検体の診断部位に動きがあったとして、動き検出信号S<sub>3</sub>を出力する。すると、この動き検出信号S<sub>3</sub>は、図1において、切換回路6へ入力してその内部のスイッチ機構を切り換え、伝送ケーブル10を介して直接入力するデータ補正回路3からの計測データを遮断し、動き補正回路5で図5に示すように補間処理された動き補正データを次段の画像再構成回路7へ送る。この場合は、アーチファクトの低減処理が実行される。

【0024】これに対して、

$S_1 \leq S_2$

のときは、被検体の診断部位に動きが無かったとして、動き検出信号S<sub>3</sub>は出力せず、図1に示す切換回路6は、動き補正回路5側を遮断して伝送ケーブル10側に接続する。この場合は、アーチファクトの低減処理は行われない。なお、上記しきい値S<sub>2</sub>は、経験的に所定の値に定めればよいが、例えば前述の式(2)で表される一般的なデータのばらつきの総和を調べ、その最大値程度の値とすればよい。

【0025】

【発明の効果】本発明は以上のように構成されたので、データ補正回路の出力側に設けられた動き検出回路により、上記データ補正回路からの出力データを入力し、スキャナで計測した最初の1ビュー分のデータと最後の1ビュー分のデータとの間で同一チャンネル間の差分の絶対値を求めると共にその絶対値を全チャンネル分合計した値を求め、この値と予め設定されたしきい値との大小を比較して診断部位の動きの有無を検出し、この動き検出回路からの動き検出信号によって、切換回路を動き補正回路側とデータ補正回路に直接側とで切り換えることができる。これによって、被検体の動きによるアーチファクトの低減処理を該被検体の動きの有無により自動的に切り換えて実行することができる。従って、従来のように被検体の動きが無い場合にもアーチファクト低減の

ための補間処理を行うことをなくして、画像の再構成時間が不必要に長くなるのを防止すると共に、不要な補間処理による再構成画像のボケを除去することができる。このことから、画像診断の効率を向上することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明によるX線CT装置の実施例を示すブロック図。

【図2】動き検出回路の内部構成を示すブロック図。

【図3】被検体に動きのある場合のある点のデータ軌跡を示すサイングラム。

【図4】被検体に動きのある場合のある点のデータ軌跡を示すサイングラム。

【図5】図4に示す被検体に動きのある場合のサイングラムについてデータの補間処理によりアーチファクト低減のための補正を行った状態を示すサイングラム。

【符号の説明】

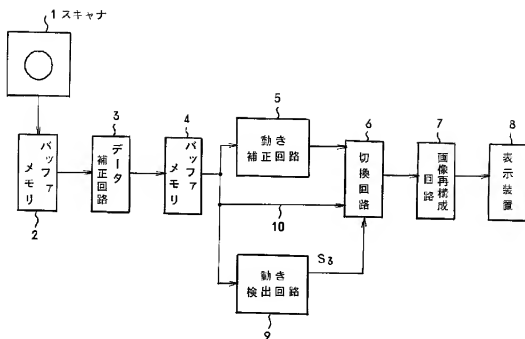
- 1 スキャナ
- 2 バッファメモリ
- 3 データ補正回路
- 4 動き補正回路
- 5 切換回路
- 6 画像構成回路
- 7 表示装置
- 8 動き検出回路
- 9 伝送ケーブル
- 10 レジスタ
- 11 レジスタ
- 12 レジスタ
- 13 レジスタ
- 14 レジスタ
- 15 レジスタ
- 16 演算器
- 17 比較回路

S<sub>1</sub>: 合計値

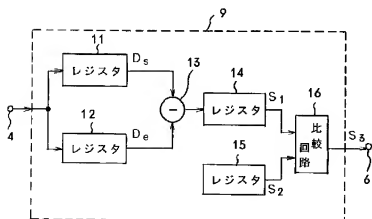
S<sub>2</sub>: しきい値

S<sub>3</sub>: 動き検出信号

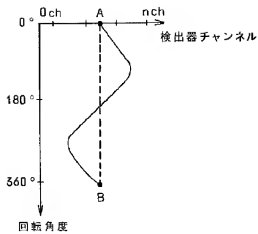
【図1】



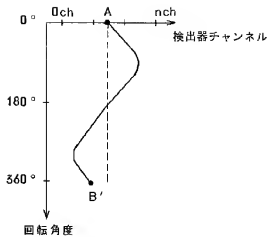
【図2】



【図3】



【図4】



【図5】

